Representación de formas para análisis de secuencias de imágenes en tiempo real

PROCESAMIENTO DE IMAGENES

J. J. Aranda

Instituto Central de Investigaciones Digitales (ICID), Ciudad de La Habana, Cuba

Se exponen los principales criterios a considerar en relación con la selección de una representación de las formas. Se discuten los métodos de representación: polinomios de segundo grado, B-*splines* y descriptores de Fourier; con el objetivo de seleccionar cuál es de mejores características para el trabajo en aplicaciones donde deben analizarse las imágenes dentro de secuencias obtenidas en tiempo real. Se presentan resultados comparativos en cuanto a los criterios expuestos y tiempo de ejecución, utilizando elipses como formas modelo.

The present paper discusses the main criteria to be considered for selection of a representation of the shapes. Three methods of representation (2nd degree polynomials, B-Splines and Fourier Descriptors) are discussed with the objective of selecting the one with better characteristics for the analysis of images within sequences obtained in real time. Comparative results are introduced as for the exposed criterions and time of execution, utilizing elliptical-like shapes model.

Recibido: octubre de 1995

Introducción

La representación de formas (RF) es muy importante en el análisis de escenas (AE) y la visión por computadoras (VC), ya que brinda la descripción de estas que se necesita para hacer un adecuado reconocimiento de patrones (RP) sobre las formas presentes en la escena analizada.

Los métodos de RF en AE, VC y RP están divididos, según Pitas,[1] en:

o **Externos:** basados en la descripción de las fronteras del objeto. Ejemplos: polinomios (2do. grado y B-*Splines*) descriptores de Fourier, etcétera.

o **Internos:** Principalmente descripción de áreas o volúmenes. Ejemplos: QuadTrees, OcTrees, esqueletos y descomposición de formas.

Los criterios propuestos para la evaluación de un esquema de RF son:

1. **Alcance:** Determina la clase de objetos que puede representar el esquema.

2. **Validez:** Es el conjunto de representaciones que son válidas. Su enfoque es diseñar métodos de representación en los que cada representación sintácticamente correcta es válida.

3. **Completitud:** Un esquema es completo (no ambiguo) si una representación corresponde a un solo objeto.

4. **Unicidad:** Un esquema de representación es único si cada objeto tiene una representación y si cada representación corresponde a un objeto. Es altamente deseable para el RP.

5. **Concisión:** Es la habilidad del método para producir descripciones de objetos de pocos parámetros, pequeño tamaño y poca redundancia.

6. **Accesibilidad:** Posibilidad de obtener representaciones de objetos fácilmente de sus imágenes.

7. **Estabilidad:** Habilidad para reflejar la similaridad de diferentes objetos.

8. **Sensibilidad:** Describe la habilidad del esquema para reflejar fácilmente las diferencias entre objetos similares. Está relacionada directamente con la robustez ante el ruido de la representación.

En las secuencias de imágenes ecocardiográficas del ventrículo izquierdo (VI) del corazón, se observa como una elipse en las tres vistas principales que se estudian **apical** (corte longitudinal o de eje largo del corazón tomado desde su punto inferior: el ápex), mitral (corte transversal o de eje corto del VI en su nivel superior, donde se encuentra la válvula mitral, por la que entra la sangre al VI) y **papilar** (corte transversal o de eje corto del VI en su nivel medio, donde existen unos marcadores naturales: los músculos papilares).

En las vistas **mitral y papilar**, el VI se acerca mucho a una circunferencia, mientras que en la vista **apical**, la elipse tiene mayor excentricidad y no es apreciable el segmento de arco que la cierra por su extremo superior correspondiente al nivel de la válvula mitral y más alejado del ápex. Por esta razón, el estudio sobre RF centró su atención en las elipses.

Existen diversas representaciones del VI en imágenes ecocardiográficas y angiográficas mencionadas en la literatura, como son por ejemplo:

En el trabajo de Chen,[2] se modela el VI, su movimiento y su deformación en el tiempo utilizando varios tensores que siguen las características del movimiento de este, tomando como base la forma asumida de un elipsoide afinado y operando sobre los puntos que se obtienen a partir de la ecuación del VI. De ahí que la representación que mejor se relaciona con su algoritmo sea una serie finita de armónicos esféricos para representar la superficie cerrada, que son obtenidos a partir de una muestra suficiente de puntos de la superficie por interpolación usando mínimos cuadrados.

Duncan y sus colaboradores[3] utilizan, para una búsqueda totalmente automatizada de los bordes del VI en imágenes angiográficas un modelo probabilístico paramétrico que considera el problema de encontrar estos bordes como la segmentación de un objeto bidimensional deformable, acoplando el modelo parametrizado de la forma basándose en una descomposición elíptica de Fourier con los puntos derivados de la imagen que son candidatos fuerte a frontera.

Faudot y sus colaboradores[4] modelan el VI utilizando B-*splines*, debido a que estos son deformables localmente, lo que, según afirman, es condición necesaria para expresar el movimiento de un cuerpo no rígido. También Hareuveni y sus colaboradores[5] utilizan *splines*, aunque plantean que los *splines* cúbicos para contornos cerrados pueden causar curvaturas irrazonables. Por su parte, Eiho y colaboradores[6] parten de unir por las curvas generadas con *splines* los puntos de borde que se conocen, siendo esta curva cerrada el modelo de representación de la frontera. Fleagle y colaboradores[7] analizan las técnicas de interpolación como la representación eficaz de los puntos en las imágenes a partir de modelos elípticos achatados.

Preteux y B. Lavayssiere-Lecourt* proponen utilizar un polinomio para cada uno de los cuatro cuadrantes de una elipse, los que se van ajustando de acuerdo con los bordes detectados en la imagen angiográfica

* Comunicación personal

Maes y colaboradores[8] parten de un modelo circular para las vistas mitral y papilar (de eje corto) y otro elíptico para las apicales (de eje largo), sobre el cual aplican técnicas de programación dinámica -algoritmo del costo mínimo- para la detección del endocardio. El epicardio se modela a partir de una aproximación grosera del endocardio obtenido.

Descripción de los algoritmos

Los algoritmos seleccionados para el presente estudio son:

(a) Secciones cónicas

(b) B-*splines* cúbicos

(c) Descriptores de Fourier

Ballard y Brown[9] ofrecen una descripción de las características de los mismos, de la que en lo fundamental se presentan:

Secciones Cónicas: Los polinomios son una elección natural para representación de curvas, y ciertos polinomios de grado 2 (circunferencias y elipses) son curvas cerradas definiendo regiones. Las elipses se representan con cinco parámetros. Por tanto, se obtiene una representación tersa y casi siempre se obtienen buenos modelos para curvas físicas tales como los bordes de los objetos manufacturados. Tienen algunas propiedades molestas: una importante es la dificultad de producir una cónica bien comportada de datos ruidosos aproximados. A menos que se sea cuidadoso al definir el error de medición, un error "mínimo cuadrado" aproximado de una cónica a puntos de datos trae una cónica que no es una forma intuitivamente o aún de un tipo sorprendente (hipérbola cuando se espera elipse).

Para evaluar el uso de polinomios de segundo grado ajustados por mínimos cuadrados se utilizó la metodología descrita por Martin Lemus.[10]

$$P(X) = aX^2 + bX + c$$

debe cumplir que:

$$aX_i^2 + bX_i + c = Y_i$$

para todo i en $[1 \ldots m]$,

siendo:

(X_i, Y_i): Conjunto de puntos en el contorno en uno de los cuatro cuadrantes.

El método de los mínimos cuadrados permite obtener una función continua $Q(X)$ como suma del conjunto de funciones linealmente independiente $(1, X, X^2)$:

$$Q(X) = \Sigma\, a_i Q_i\, (X), \text{ para } i = 0, 1, \ldots, n;$$

donde:

(Q_i): Constituye un sistema linealmente independiente.

Solo se deben calcular los coeficientes a_i para que Q sea una buena aproximación de P.

Teniendo en cuenta la función de error cuadrático medio definida como:

$$S = \Sigma\, [P(X_i) - Q(X_i, a_0, a_1, \ldots a_n)]^2$$

es necesario minimizarla, lo que, después de obtener las derivadas parciales de S con respecto a los a_j e igualarlas a 0, lleva al sistema final:

$$\begin{array}{ccccc} m & \Sigma X_i & \Sigma X_i^2 & a_0 & \Sigma Y_i \\ \Sigma X_i & \Sigma X_i^2 & \Sigma X_i^3 & a_i \; = & \Sigma Y_i\, X_i \\ \Sigma X_i^2 \; = & \Sigma X_i^3 & \Sigma X_i^4 & a_2 & \Sigma Y_i\, X_i^2 \end{array}$$

que permite obtener fácilmente (a_0, a_1, a_2) aplicando la regla de Cramer.

B-*splines*: Las técnicas interpolativas pueden usarse para tratar de aproximar representaciones. Estas clases de curvas brindan contenido estético adecuado para muchos diseños y tienen muy útiles propiedades analíticas. No es realmente que las curvas sean interpoladas, sino que tienen propiedades predecibles que les hacen más fáciles de manipular en procesamiento de imágenes, tienen "buena apariencia", para los seres humanos, aproximan cercanamente curvas de interés en su naturaleza, etcétera.

La formulación B-*spline* es una de las más simples que tiene todavía propiedades útiles para la modelación interactiva y la extracción de datos puros.

Los B-*splines* son pedacitos de curvas polinomiales relacionadas con un "polígono guía". Los polinomios cúbicos son los más usados dado que son el menor orden con el cual la curvatura puede cambiar de signo.

Se utilizó la formulación descrita por Ballard,[9] y se consideraron dos curvas abiertas:

$$Y_i(t) = [t^3;\ t^2;\ t;\ 1]\ [C]\ [v_{i-1};\ v_i;\ v_{i+1};\ v_{1+2}]^T$$

donde:

C: es la matriz:

$$\frac{1}{6}\begin{bmatrix} -1 & 3 & -3 & 1 \\ 3 & -6 & 3 & 0 \\ -3 & 0 & 3 & 0 \\ 1 & 4 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

y los puntos extremos v_0 y v_{n-2} son ceros.

Descriptores de Fourier: Presentan la frontera de una región como una función periódica que puede expandirse en series de Fourier. Hay varias parametrizaciones posibles. Estas descripciones en el dominio de las frecuencias brindan una caracterización de formas incrementalmente precisas mientras más coeficientes sean incluidos.

En el límite infinito son no ambiguas; los coeficientes individuales son representaciones descriptivas indicando compartimiento de varios niveles. La frontera misma puede brindar los parámetros para la transformación de Fourier.

Una característica común para los descriptores de Fourier es que típicamente la forma general es dada aceptablemente bien por pocos términos de bajo orden en la expansión de la curva frontera. Parametrizados apropiadamente, los coeficientes son independientes del tamaño, traslación y rotación de la forma descrita. Los descriptores no tienden bien por sí mismos a la reconstrucción de la frontera; por esa causa, la curva resultante no puede cerrarse si se utiliza solo un número finito de coeficientes para la reconstrucción.

La formulación utilizada se basa en el primer armónico,[11] ya que se supone que la frontera en sí es una elipse. Escribiendo la aproximación truncada de Fourier del primer armónico se tiene:

$$x_1(t) = A_0 + a_1 \cos(2\pi t/T) + b_1 \operatorname{sen}(2\pi t/T)$$

$$y_1(t) = C_0 + c_1 \cos(2\pi t/T) + d_1 \operatorname{sen}(2\pi t/T)$$

siendo:

T = Período de la función, o sea, tiempo requerido para recorrer todo el contorno a una velocidad constante:

$$A_0 = 1/T \sum_{p=1}^{k} \delta x_p/(2\ \delta t_p)\ (t_p^2 - t_{p-1}^2) + \tau_p(t_p - t_{p-1})$$

$$C_0 = 1/T \sum_{p=1}^{k} \delta y_p/(2\ \delta t_p)\ (t_p^2 - t_{p-1}^2) + \mu_p(t_p - t_{p-1})$$

$$\tau_p = \sum_{j=1}^{p-1} \delta x_j - \delta x_p/\delta t_p \sum_{j=1}^{p-1} \delta t_j$$

$$\mu_p = \sum_{j=1}^{p=1} \delta y_j - \delta y_p/\delta t_p \sum_{j=1}^{p-1} \delta t_j$$

K: Número total de segmentos que forman la frontera.

δx_p y δy_p: Longitudes de las proyecciones de los enlaces lineales p sobre los ejes x e y.

$\delta t_p = t_p - t_{p-1}$: Tiempo requerido para trazar el enlace p a una velocidad constante.

$$a_1 = (T/4\pi^2) \sum_{p=1}^{k} \delta x_p/\delta t_p\ [\cos(2\pi t_p/T) - \cos(2\pi t_{p-1}/T)]$$

$$b_1 = (T/4\pi^2) \sum_{p=1}^{k} \delta x_p/\delta t_p\ [\operatorname{sen}(2\pi t_p/T) - \operatorname{sen}(2\pi t_{p-1}/T)]$$

$$c_1 = (T/4\pi^2) \sum_{p=1}^{k} \delta y_p/\delta t_p\ [\cos(2\pi t_p/T) - \cos(2\pi t_{p-1}/T)]$$

$$d_1 = (T/4\pi^2) \sum_{p=1}^{k} \delta y_p/\delta t_p \, [\text{sen}\,(2\pi t_p/T) - \text{sen}\,(2\pi t_{p-1}/T)]$$

Haciendo:

$$a = c_1^2 + d_1^2 \qquad b = -2(a_1 c_1 + b_1 d_1)$$

$$c = a_1^2 + b_1^2 \qquad f = -(a_1 d_1 - b_1 c_1)^2$$

se obtienen los descriptores elípticos de Fourier.

Resultados

Las pruebas fueron realizadas en una computadora compatible IBM 386 DX-33 con un coprocesador 80387.

Se utilizaron dos elipses generadas con las siguientes expresiones analíticas:

Elipse 1

$x \in [25... \ 125]$

$y = 122 \pm \sqrt{[2500 - (x - 75)^2]}$

Elipse 2

$x \in [50... \ 100]$

$y = 122 \pm \sqrt{[625 - (x - 75)^2]}$

La aproximación por polinomios de segundo grado mínimo-cuadrática dio como resultado (tomando en cuenta los cuatro cuadrantes) un tiempo de ejecución menor de 10 ms.

La aproximación por B-*splines* cúbicos dio como resultado (considerando 2 semielipses) un tiempo de ejecución menor de 50 ms.

Los descriptores elípticos de Fourier consumieron un tiempo de ejecución menor que 160 ms.

Conclusiones

Como resultados del presente trabajo pueden destacarse:

1. Los métodos externos de representacion de formas evaluados: B-*splines* y descriptores elípticos de Fourier, cumplen con los criterios propuestos para la evaluación de un esquema de representación, aunque con las limitaciones que se han indicado en sus respectivas descripciones.

2. Los B-*splines* y los descriptores elípticos, si bien tienen mejor estabilidad y sensibilidad que las cónicas, no cumplen con el requerimiento de tiempo real, ya que su tiempo de ejecución fue mayor de 33 ms.

Como próximo paso, deben evaluarse otros esquemas de RF, por ejemplo, la presentación morfológica que proponen Pita y Venetsanopoulos[1] buscando que permitan el trabajo en tiempo real.

Referencias

1. **PITAS, I. & A. N. VENETSANOPOULOS:** "Morphological Shape Representation and Recognition", *Time-Varying Image Processing and Moving Object Recognition,* 2nd. ed., V. Cappellini, pp. 49-56, Elsevier Science Publishers, B. V., 1990.

2. **CHEN, C. W.; T. S. HUANG Y Y. C. CHEN:** "Model Based Estimation of Left Ventricle Motion", *International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing,* pp. 2481-2484, Ontario, Canadá, May, 14-17, 1991.

3. **DUNCAN, J.** *et al.*: "Shape-Based Tracking of Left Ventricular Wall Motion", *Proceedings of Computer in Cardiology*, pp. 41-44, Chicago, Sep. 23-26, 1990.

4. **FAUDOT, D. & M. NEVEU:** "Three Dimensional Ventricles Heart Motion Modeling from Sequences of Echocardiographic Images", 6^th Conference on Medical Informatics MedInfo 1989, Poster Sessions, Beijing, China, 16-20 Oct/1989 y Singapore, Republic of Singapore, 11-15 Dec., 1989.

5. **HAREUVENI, O; D. ADAM & B. PASHKOFF:** "Spatial and Temporal Processing of Cine Echocardiographic Scan Images: Automated Myocardial Border Tra-

cking", *IEEE* 0276-6574/85/0000/0073, pp. 73-78, 1985.

6. **EIHO, S.; N. ASADA & M. KUWAHARA:** "Microcomputerized Image Processing System for 2-D Echocardiography and 3-D. Reconstruction of the Left Ventricle", *Automedica,* Vol. 10, pp. 33-47, 1988.

7. **FLEAGLE, S. R. & D. J. SKORTON:** "Quantitative Methods in Cardiac Imaging: An Introduction to Digital Image Processing", Cap. 6, *Cardiac Imaging,* pp. 72-86, 1991.

8. **MAES, L.** *et al.*: "Automated Contour Detection of the Left Ventricle in Short Axis View and Long Axis View on 2D Echocardiograms", *Proceedings of Computer in Cardiology,* pp. 603-606, Chicago, Sep. 23-26, 1990.

9. **BALLARD, D. & C. M. BROWN:** "*Computer Vision,* Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliffs, New Jersey 07632, 1982.

10. **MARTIN LEMUS, D.:** "Modelación matemática del VI a partir de imágenes ecocardiográficas", Trabajo de Diploma, Facultad de Matemática-Cibernética de la Universidad de La Habana, Curso 1991-1992.

11. **SAFAEE-RAD, R.,** *et al.*: "Application of Moment and Fourier Descriptors to the Accurate Estimation of Elliptical Shape Parameters", pp. 2465-2468, *International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing,* Ontario, Canadá, May , 14-17, 1991.

JUAN JOSE ARANDA ABOY, Licenciado en Ciencias de la Computación, Investigador Auxiliar, Profesor Auxiliar Adjunto, Trabaja en investigaciones sobre detección automática de contornos en imágenes médicas